

POWERED BY **Dialog****DEVICE AND METHOD FOR INSPECTING RADIOACTIVE RAYS SUPPLIED TO OBJECT****Publication Number:** 10-052421 (JP 10052421 A) , February 24, 1998**Inventors:**

- HUGHES JOHN H

Applicants

- SIEMENS MEDICAL SYST INC (A Non-Japanese Company or Corporation), US (United States of America)

Application Number: 09-114692 (JP 97114692) , May 02, 1997**Priority:**

- 7-642,065 [US 642065-1996], US (United States of America), May 03, 1996

International Class (IPC Edition 6):

- A61B-006/00
- A61N-005/10
- H05G-001/64

JAPIO Class:

- 28.2 (SANITATION--- Medical)
- 42.5 (ELECTRONICS--- Equipment)

JAPIO Keywords:

- R003 (ELECTRON BEAM)
- R115 (X-RAY APPLICATIONS)

JAPIO

© 2004 Japan Patent Information Organization. All rights reserved.

Dialog® File Number 347 Accession Number 5769321

BEST AVAILABLE COPY**EV 498 827 987 US**

特開平10-52421

(43) 公開日 平成10年(1998) 2月24日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/00	3 2 0		A 6 1 B 6/00	3 2 0 Z
A 6 1 N 5/10			A 6 1 N 5/10	Q
H 0 5 G 1/64			H 0 5 G 1/64	F

審査請求 未請求 請求項の数15 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平9-114692

(22) 出願日 平成9年(1997) 5月2日

(31) 優先権主張番号 08/642065

(32) 優先日 1996年5月3日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 593063105

シーメンス メディカル システムズ インコーポレイテッド

アメリカ合衆国 ニュー ジャージー イズリン ウッド アヴェニュー サウス 186

(72) 発明者 ジョン エイチ ヒューズ

アメリカ合衆国 カリフォルニア マルチネス レイクサイド コート 347

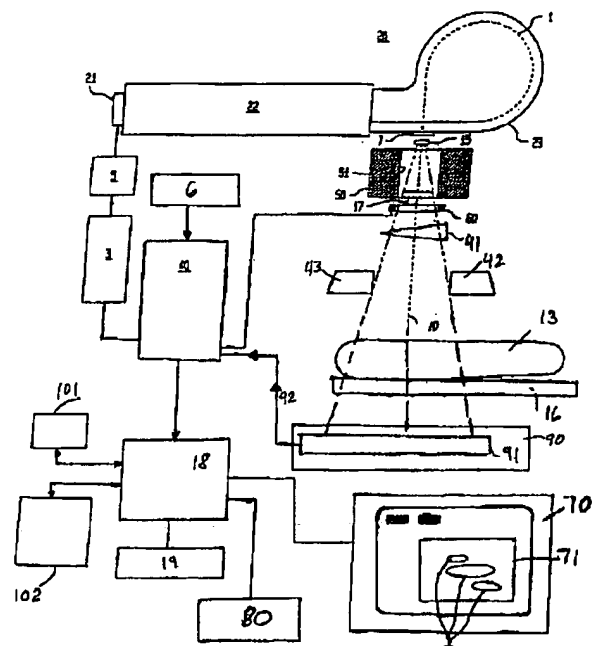
(74) 代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 物体に供給された放射線の検査装置および方法

(57) 【要約】

【課題】 物体に供給された放射線を検査するための装置。

【解決手段】 物体13に指向された出力ビームを有する放射線源が設けられており、出力ビームからの放射線出力を検出しかつ出射放射線信号92を生成するための検出器手段91が設けられており、該検出器手段は物体の近傍の出力放射線を検出し、物体に供給された放射線を計算するための処理手段18が設けられており、該処理手段は計算のために検出器手段からの出射放射線信号を使用する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 物体に供給された放射線を検査するための装置において、物体に指向された出力ビームを有する放射線源が設けられており、出力ビームからの放射線出力を検出しかつ出射放射線信号を生成するための検出器手段が設けられており、該検出器手段は前記物体の近傍の出力放射線を検出し、かつ前記物体に供給された放射線を計算するための処理手段が設けられており、該処理手段は計算のために前記検出器手段からの前記出射放射線信号を使用することを特徴とする物体に供給された放射線の検査装置。

【請求項 2】 前記処理手段は、供給された放射線のマップを作成することができ、該供給された放射線のマップは逆に計算され、該逆の計算は、前記検出器手段からの前記出射放射線信号および前記物体の減衰係数に基づいている請求項 1 記載の物体に供給された放射線の検査装置。

【請求項 3】 更に、放射線の供給の期間に供給された放射線のマップを出力するための出力手段が設けられている請求項 2 記載の物体に供給された放射線の検査装置。

【請求項 4】 前記検出器手段は、前記物体の近傍に配置されている可搬のイメージング装置内に配設されている請求項 1 記載の物体に供給された放射線の検査装置。

【請求項 5】 前記処理手段は、供給された放射線のマップを 2 つのディメンジョンにおいて表示する請求項 2 記載の物体に供給された放射線の検査装置。

【請求項 6】 前記処理手段は同時に、計画された放射線の放射線線量曲線を出力する請求項 1 記載の物体に供給された放射線の検査装置。

【請求項 7】 計画された放射線の放射線線量曲線は、放射線が物体に供給されたときに書き込まれる請求項 6 記載の物体に供給された放射線の検査装置。

【請求項 8】 前記出力手段はモニタおよびプリンタの少なくとも 1 つである請求項 3 記載の物体に供給された放射線の検査装置。

【請求項 9】 照射されるべきフィールドを含んでいる物体に供給された放射線を検査するための方法において、放射線源から放射線の初期出力ビームを発生し、該初期出力ビームを前記物体におけるフィールドに向けて指向し、前記フィールドに向けて指向された初期出力ビームから放射線を検出し、該検出を放射線が前記物体を通過した後に行い、前記誘導された出力ビームを計算し、該誘導された出力ビームは少なくとも部分的に前記検出された放射線に基づいていることを特徴とする物体に供給された放射線の検査方法。

【請求項 10】 更に、出射放射線信号を生成し、該出射放射線信号は前記検出された放射線に相応している請求項 9 記載の物体に供給された放射線の検査方法。

【請求項 11】 前記誘導された出力ビームの計算は少

なくとも部分的に、前記出射放射線信号および前記物体の減衰係数に基づいている請求項 10 記載の物体に供給された放射線の検査方法。

【請求項 12】 更に、放射線マップを出力し、該放射線マップは誘導された出力ビームの少なくとも 1 つおよび計画された放射線線量からの情報を含んでいる請求項 9 記載の物体に供給された放射線の検査方法。

【請求項 13】 更に、放射線マップを表示する請求項 12 記載の物体に供給された放射線の検査方法。

【請求項 14】 前記計画された放射線線量からの放射線線量曲線を、初期出力放射線が供給されたとき書き込む請求項 12 記載の物体に供給された放射線の検査方法。

【請求項 15】 更に、前記放射線マップをモニタおよびプリンタの少なくとも 1 つに基づいて表示し、該表示を放射線が物体に供給されたときに行う請求項 12 記載の物体に供給された放射線の検査方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、物体に供給された放射線を検査することに関し、かつもっと特定すれば、放射線処置装置によって物体に供給された放射線を測定し、かつそれから供給された放射線を検査しかつ表示するための装置および方法に関する。

【0002】

【従来の技術】放射線放出装置は一般に周知でありかつ例えば、患者の処置のための放射線治療装置として使用されている。放射線治療装置は一般に、治療処置の経過の期間に水平方向の回転軸線の周りを回転するガントリーを有している。治療のために高エネルギーの放射線ビーム（典型的には電子または光子、即ち X 線）を発生するためにガントリー内に線形の加速器が配設されている。処置の期間に、この放射線ビームは、ガントリー回転のアイソセンターに位置している患者のある区域に向けられる。放射線処置装置は、正しい放射線が供給されているという確信を使用者に与える安全構成において設計されている。しかし放射線の、処置場所への供給を保証することは難しい。

【0003】処置の前に、物体（例えば患者）をコンピュータトモグラフィー（CT）によってスキャンし、および／または処置を診断 X 線ユニット（即ちシミュレータ）によってシミュレートすることができる。これらの装置は、照射されるべき身体中の領域および周辺の問題ある器官を識別する。医師が、疾患のある領域の種類および大きさに即して、患者の体重および年齢に基づいて処置の方法を決定する。放射線放出装置データに加えて CT および／またはシミュレータからのデータは、処置場所に供給されるべきである線量レベルを計算するために、処置計画過程において使用される。この処置計画はまた、健康な組織に照射される放射線を計算する。医師

がこの計画を是認し、それからこれは放射線放出装置に伝送される。

【0004】物体／患者に向けて放出される放射線を制御するために通例、放射線源と物体との間の放射線ビームの軌道内にアパーチャプレート装置が設けられている。このアパーチャプレート装置は予め定められた放射線が供給されるべきである、患者におけるフィールドを定める。例えばウエッジ形状の吸収フィルタまたは照射の間に移動するアパーチャプレートを有している仮想のウエッジを導入することによってウエッジ形状の放射線分布を実現することができる。しかしこの種の装置は、物体に供給される実際の放射線を前以て決められた手法で歪ませる。不都合なことに、これらの装置は、物体が誤った位置にあるからという理由でどの位の量の放射線が物体に沈積されたかを決定する手だてを有していない。従って、物体に沈積された放射線を検出することはできない。

【0005】米国特許出願Serial No. 08/504722号明細書（1995年7月20日）には、物体における特定のフィールドに供給される放射線を供給しかつ表示するための装置および方法が記載されている。このフィールドに供給された累積された線量は表示されかつ放射線の供給の間中更新される。使用者が供給された線量を予め定められた線量プロフィールと比較できるように、予め定められた線量プロフィールも同時に表示することができる。供給された線量は、患者の下方に配置されている測定または線量チャンバまたはビーム観測装置によって検出されかつ測定される。線量プロフィールは予め定められたものも供給されたものも有利にはメモリユニットにおいて記憶される。複数の異なった時間において照射されるべき複数の異なった領域に対するプロフィールを記憶しかつ放射線処置の経路に指向しかつ監視するために使用することができる。これらのプロフィールは、物体に供給される放射線の3次元テーブルを作成するために再構築することもできる。

【0006】米国特許第5138647号明細書には、物体の下方にイメージコンバータプレートが配設されている、可搬のイメージング装置が記載されている。このプレートは放射線ビームによって表されるイメージを可視画像に変換する。リフレクタは可視画像をビデオカメラに指向する。この種のイメージング装置によれば、使用者は放射線期間の患者の解剖学的構造を視ることができるが、使用者に、疾患のある領域かまたは問題ある周辺の器官および組織に供給される放射線の量については何も示唆しない。この可搬のイメージング装置は使用者が、患者が放射線処置の期間に正しく位置決めされていることを検査することを支援する。患者が動くかまたは不正に位置決めされれば、処置は停止することができかつ患者は手動で再度位置決めされる。

【0007】ダイナミックなコンフォーマル処置の期間に、ガントリ、コリメータ、ジョーおよび／またはマルチリーフコリメータがすべて動く可能性がある。このことが生じるとき、処置場所が監視能力を有していないという理由で、正しい放射線線量が処置場所に供給されたかどうかを検査することは更に一層困難である。加速器のダイナミックな動きは、物体に供給される放射線の量に影響を及ぼす。この影響は予想することができるが、物体の生じ得る動きのために測定することができない。

【0008】処置が行われるときその日毎に、機械のセットアップおよび線量の値は、手動でかまたは自動的に記録される。しかし、患者の内部の実際の照射線量は未知である。この点において、予め定められた放射線が処置されるべき物体におけるフィールドに供給されることを保証するために、物体によって受け取られた放射線の量を検査しかつ表示するという要求がある。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明の課題は、物体に供給される放射線を検査する装置および方法を提供することである。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】この課題は、本発明によれば、装置については請求項1に記載の構成、および方法については請求項9に記載の構成によって解決される。

【0011】

【発明の実施の形態】本発明の1つの実施例において、出力ビームが物体に指向されている放射線源が設けられている。検出器手段は、出力ビームからの放射線出力を検出しかつ出射放射線信号を生成する。検出器手段は物体の下方から出力放射線を検出する。それから処理手段が物体に供給された放射線を計算する。この処理手段は、計算のために検出器手段からの出射放射線信号を使用する。この初期出力ビームは、物体における照射されるべきであるフィールドに指向されている。初期出力ビーム空の放射線は、放射線が物体を通過した後に検出される。それから誘導された出力ビームが計算される。この誘導された出力ビームは少なくとも部分的に、検出された放射線に基づいている。

【0012】

【実施例】次に本発明を、患者に対してX線を供給しかつ放射線源からのビーム路に配置されている少なくとも1つの移動可能なプレートを使用して放射線を画定するための装置を参照して、詳細に説明する。本発明は、物体を通過する放射線の量を検出することができるとすれば、いずれかの形式の物体（例えば人体ではなくとも）に対するいずれかの種類のエネルギー、例えば電子（X線に代わるものとしての）の実際の供給を表示するために使用することができる。

【0013】図1には、一般の構成の放射線処置装置2が略示されている。放射線装置2は、プレート4、ハウジング9内の制御ユニットおよびガントリー6を含んでいる。プレート4はガントリー6の突出部に固定されている。ガントリー6は、治療処置の期間に水平方向の回転軸線8を中心に回転することができる。治療のために要求される高パワーの放射線を発生するために、ガントリー6内に線形加速器が配設されている。線形加速器およびガントリー6から放射される放射線束の軸線は10で示されている。電子、光子またはいずれか別の検出可能な放射線を、治療のために使用することができる。

【0014】処置の期間に、放射線ビームは物体13（例えば処置されるべきである患者であって、それはガントリー回転のアイソセンターに位置している）の区域12に集束される。ガントリー6の回転軸線8、処置されるべき領域の回転軸線14およびビーム軸線10はすべて有利には、区域12のアイソセンターにおいて交差している。この種の放射線処置装置の構成は、一般に、冊子“Digital Systems for Radiation Oncology”（Siemens Medical Laboratories, Inc. A91004-M2630-B358-01-4A00, 1991年9月）に記載されている。

【0015】照射される、患者の領域はしばしば、「フィールド」と称される。プレート4は実質的に、放出される放射線に対して不透過性である。これらのプレートは放射線源と患者との間に、放射線が一層正確にフィールドを照射するように放射線を画定するために組み立てられる。それ故に、フィールドの外側の身体領域（例えば健康な組織）は出来るだけ僅かな放射線にしか、かつ有利には全く曝されない。本発明の有利な実施例において、プレートの少なくとも1つは移動可能であるので、フィールドにわたる放射線の分布は均一である必要はない（ある領域には別の領域より高い線量を与えることができる）。更に、ガントリーは、患者を移動する必要なしに、種々のビーム角度および放射線分布を可能にするために回転することができる。本発明は、固定フィールド装置（即ち移動不能なプレート）、一定の放射線供給速度、および固定角度ビーム（即ち回転不能なガントリー）を用いて使用することもできる。

【0016】更に、プレートとして、通例のことであるが、唯一の形式のビーム遮蔽装置しか利用可能でないということではない。例えば、大抵の放射線装置は、いくつかの形状のビームコリメータ、ウエッジ、補償装置、ジョーおよび／または別のアパーチャ装置を含んでいる。従って、アパーチャ装置それ自体は、ビーム遮蔽装置として動作することができ、かつ種々のビーム遮蔽装置はこの種のいずれか装置と一緒に使用することができる。本発明の装置は、処置の期間に、ガントリー、コリメータ、ジョーおよびマルチリーフコリメータがすべて放射線分配の期間に移動することができるダイナミックコンフォーマルな処置にも使用することができる。

【0017】放射線処置装置2はまた処置ユニット100を含んでいる。処置ユニットは通例、ガントリー6および処置台16から離れたところに位置している。有利には、放射線処置装置2は、放射線照射線量からセラピストを保護するために、処置ユニット100とは異なった部屋に配置されている。処置ユニット100は、可視表示ディスプレイユニットまたはモニタのような出力装置、およびキーボード19を含んでいる。処置ユニット100はセラピストによって手順通り操作される。セラピストは、潰瘍学者によって予め定められた放射線供給の処置を施す。処置ユニットは中央処理ユニット（CPU）18を含んでいる。以下にこの機能について説明する。キーボード19を使用することによって、セラピストは処置ユニット100をプログラムすることができ、その結果予め定められた放射線が患者に供給される。プログラムは、中央処理ユニット（CPU）18内に配置されているデータ記憶装置のような別の入力装置を介してまたはデータ伝送線を通してCPU18に入力することができる。

【0018】有利な実施例において、可搬のイメージング装置90がガントリー6に取り付けられている。この可搬のイメージング装置90は検出器ユニットを含んでいる。この検出器ユニットは、物体13を出ていく放射線を測定することができる。物体13を出ていく放射線の量（即ち出射線量情報）は、放射線処置を検査するために使用することができる。従って、可搬のイメージング装置90内の検出器ユニットは、患者の出射線量情報を収集するために使用される。それから逆に、供給された放射線線量がCPU18によって計算される。それから供給された放射線線量は計画された供給線量と比較される。これらの量が整合していなければ、この測定は補正のために考慮される（例えば、次の放射処置段階において多めまたは少な目の放射線を分布することができる）。このようにして、放射線分布を検査または補正することができる。

【0019】本発明の有利な実施例において、出射線量は、モニタ70のスクリーン上に、該スクリーン全体をカバーすることができる表示領域71において表示される。種々の別のデータも、処置の前、処置の最中および処置後にモニタ70上に表示することができる。従って、表示領域71はスクリーンの一部をカバーすることができかつウィンドウまたはアイコンとして構成することができる。測定された供給放射線に加えて、予め定められた放射線もスクリーン上に示すことができる。測定された供給された放射線の表示は有利には、リアルタイムで実施される。従って、処置期間のいずれの時でも、供給される放射線線量を検査することができる。更に、処置の終了時に、供給された放射線全体を予め定められた放射線によって検査することができる。このことは、処置の終了を検出することができるソフトウェアを用い

て自動的に初期化することができるか、または例えばセラピストによって手動で初期化することができる。モニター70に代わってまたはモニター70に対して付加的に、プリンタのような別の出力装置を使用することができる。

【0020】図2には、放射線処置装置2の一部および処置ユニット100の一部が一層詳細に示されている。電子ビーム1（放射線ビームとも称される）は電子加速器20において発生される。加速器20は、電子銃21、ウェブガイド22および真空化された外囲容器またはガイドマグネット23を含んでいる。トリガ装置3は、インジェクタトリガ信号を発生しかつこれらをインジェクタ5に供給する。これらインジェクタトリガ信号にもとづいて、インジェクタ5はインジェクタパルスを発生し、これらは、電子ビーム1を発生するために加速器20において電子銃21に供給される。電子ビーム1は加速されかつウェブガイド22によってガイドされる。この目的のために、ウェブガイド22に供給される電磁場の発生のために無線周波（RF）信号を供給する高周波（HF）源が設けられている。インジェクタ5によって注入されかつ電子銃21によって放出された電子はウェブガイド22におけるこの電磁場によって加速されかつ電子銃21とは反対側の端部において電子ビーム1として出射する。それから電子ビーム1は、ガイドマグネット23に入りかつそこから開口7を通過して軸線10に沿ってガイドされる。第1のスキヤッタリングフォイル15を通過した後、ビームは遮蔽ブロック50の通路51を通過して、第2のスキヤッタリングフォイル17に衝突する。次いで、それは測定チャンバ60に送出される。そこで放射線線量が求められる。放射線ビームがx線ビームであるならば、スキヤッタリングフォイルに代わってターゲットが用いられる。ウェッジフィルタ41およびアパーチャプレート42および43は、放射線が照射されるべきである領域に集束されるように、放射線ビーム1の路に配設することができる。上述したように、これはまさに、本発明において使用することができるビーム遮蔽装置の1例である。

【0021】上述したように、検出器ユニット91はビーム源の視点から物体13の近傍に配置されている。有利な実施例において、検出器ユニット91は可搬のイメージング装置90内に設けられている。物体13に供給される放射線ビームの量は、放射線ビームが物体13を通過した後に検出されるように、検出器ユニット91によって測定される。

【0022】図2には、処置ユニット100の種々の部分も図示されている。モニター70およびキーボード19はCPU18の接続されている。処置に関する情報を記録するためにプリンタ80も設けることができる。CPU18は、放射線処置装置2の制御を支援するようにプログラムされている。潰瘍学者の指示に従って、セラピ

ストはCPU18をプログラムし、その結果CPUは放射線処置の予め定められた経過を実行する。モニター70のスクリーンにおけるウィンドウ71において、曲線72は、放射線処置の予め定められた供給を指示する。メモリ101は検査および記録装置102とともにCPU18に接続することができる。

【0023】制御ユニット40はガントリー6から位置情報を受信し、かつそれは測定チャンバ60から放射線放出についての情報を受信する。検出器ユニット91は、制御ユニット40に出射放射線信号92を供給する。これらの出射放射線信号92は、物体13を通過した放射線線量についての情報を含んでいる。CPU18は制御ユニット40から受信された信号を処理しかつ逆に、分布された放射線に対する入射ビームを計算する。有利な実施例において、この入射ビームは出射放射線信号92および減衰係数（例えば物体13の解剖学的な減衰係数）に基づいている。入射ビームは出射放射線信号92だけに基づいているようにすることもできる。その場合CPU18は放射線供給された線量マップの2次元または3次元の表示を出力することができる。この放射線マップは、3次元表示を提供する放射線線量曲線72の形とすることができる。放射線マップは、物体13を通過して分布された、計算された放射線線量を表示している。付加的に、計画システム線量を表す曲線のような別の曲線および／またはウェッジ関数に関連するアイコンもモニター70上に表示することができる。

【0024】図3には、胸部処置用の組み合わせられたビームの線量マップの平面略図である。この例において、物体13は、2つの放射線ビーム301および301'が照射される女性の身体である。これらの放射線ビーム301および301'は同じビーム源300によって発生される。ビーム源は物体13に対して相対的に異なった位置にまで移動する。ウェッジフィルタ310は、ビーム301および301'の軌道内に配置することができる。計画システムは、組み合わせられた2つのビーム処置に基づいた放射線線量レベル320～322を予め定める。ウェッジフィルタ310およびビーム源300の位置は直接、線量レベル320～322に影響を及ぼす。

【0025】図4には、図3に示された1つのビームのビームの視点からの放射線線量の線図が示されている。この場合、図4には、ビームの視点に相応した物体13を通った放射線線量分布が現れている。非対称形の分布はウェッジフィルタ310のためである。この例において、100%の領域400は物体13における放射線供給線量320に相応している（図3参照）。相応に、90%の領域410は放射線線量レベル321に相応し、かつ80%の領域420は放射線線量レベル322に相応する。

【0026】図5は、図3に示されている処置に対する

放射線線量分布の3次元表示である。この図は、2つの放射線ビーム301および301'からの放射線分布を含んでいる。この例において、領域510は放射線線量レベル320に相応し、領域520は放射線線量レベル321に相応し、かつ領域530は放射線線量レベル322に相応する（図3参照）。

【0027】図6には、放射線線量分布に対する出射線量の概観が示されている。出射線量は検出器600によって収集される。検出器はこの実施例においては可搬のイメージング装置90の一部である。制御ユニットは、放射線源602からの入射ビームを検出するために逆の計算を行う。更に、この逆の計算において、測定された出射線量値および予め定められた解剖学的な減衰係数が使用される。それから、供給された放射線マップ610を作成することができる。この供給された放射線マップ610はリアルタイムで作成することができる。図6に示されているように、物体13における解剖学的な構造620～622は供給された放射線の30%および60%の間で吸収する。例えば解剖学的な構造620は供給された放射線の30%を吸収した。このことは、放射線マップ610の部分612における相応する70%に表されている。同様に、解剖学的な構造621は、マップ610の部分614における相応する50%において示されているように、供給された放射線の50%を吸収し、かつ解剖学的な構造622は、マップ610の部分616における相応する40%において示されているように、60%を吸収した。物体13は、1つまたは複数の解剖学的な構造を含んでいることができる。計画システムからの線量要求は測定された出射線量値とともに、物体13に供給された放射線の量を検査するために使用される。

【0028】図7には、放射線マップおよび計画システム放射線線量マップのグラフィック表示が例示されている。放射線マップ610を使用することによって、CPU18は、放射線線量曲線710～712を示す出射線量マップ700を作成する。これらの放射線線量曲線710～712は物体13を通して分布された放射線を表す者である。有利な実施例において、放射線線量曲線710～712はそれぞれ、放射線マップ610の部分612、614、616に相応している。出射線量マップ700は、モニタ70のスクリーン上に表示することができる。更に、計画システムから作成される計画された放射線線量マップ720はスクリーン上に表示することができる。計画された線量曲線730～732は、それぞれ解剖学的な構造620～622に供給されたはずである放射線の量を表している。出射線量マップ700および計画された線量マップ720両方がモニタ70のスクリーンに表示されるとき、使用者は迅速に、計算された／誘導された放射線線量曲線710～712を計画された線量曲線730～732と視覚的に比較する。この

場合、セラピストは正しい放射線線量が患者に供給されたことを迅速に検査することができる。

【0029】本発明の親特許出願、米国特許出願Serial No. 08/504722号明細書には、照射されるべき領域に供給された累積された線量をどのように表示するかが記載されている。図8のaに示されているように、供給された放射線はウィンドウ810におけるグラフ820に表示することができる。グラフ820は、放射線処置の期間にウェッジが使用されたので、曲線の形である。供給された放射線の量は、放射線処置過程の間中更新することもできる。この場合、更新が行われるとき、グラフ820は相応に変形される。また、予め定められた線量プロフィール830を表示することができ、その結果使用者は、グラフ820において示されているような累積された線量を予め定められた線量プロフィール830と比較することができる。更に、使用者は、予め定められた放射線の量を放射線の供給された／誘導された量と比較することができる。更に、供給された放射線グラフ820が過去に予め定められた線量プロフィール830を上回るとき、使用者に警報を与えることができおよび／または放射線処置を自動的に停止させることができる。警報および自動的な停止は、グラフ820および830を監視するソフトウェアプログラムによって実施することができる。警報は、視覚的、音響的または両方であってよい。

【0030】更に、図8のbに示されているように、本発明により収集された出射線量情報はスクリーン上にグラフ840として表示することができる。両方のグラフは、アイコン、グラフ、チャート（例えばバーチャート、パイチャート等）または類似のものとして表示することができる、かつこれらはスクリーン上のいずれかの領域に配置することができる。図8のbでは、バーグラフが使用されている。バー850～852は、計画された放射線線量および供給された／誘導された放射線線量の両方を種々の解剖学的構造に対して表すことができる。例えば、バー850は、図6の解剖学的構造620に対応しているものとして表示することができる。この例において、バー850の下半部は解剖学的構造620に実際に供給された放射線の量を表しており、かつバー850の上半部は解剖学的構造620に供給されることが必要である残りの放射線の量を表している。従ってバー850は全体として、計画された放射線線量の量を表すものである。また、バー850の頂部を超えたことに警報または自動停止を行うようにすることができる。

【0031】図9に示されているように、予め定められた放射線線量曲線910～916を、3次元のグラフ900として表示することができる。このグラフ900は、1つの物体内の複数の処置領域（この例においては7つ）が略示されている処置を表している。放射線処置が行われるとき、放射線線量曲線910～916が図示

のように増えていく。例えば、供給された放射線の量は、曲線910～916内の内側の円によって表すことができ、かつ計画された放射線の量は、曲線910～916を形成している外側の円によって表すことができる。これらの表示は処置を検査しかつ使用者に、患者が正しく処置されているという確認を与える。更に、内側の円が外側の円を超えたとき、警報および／または自動停止を行うようにすることができる。2次元または3次元のいずれか別の形式の表示も相応の手法で 사용할 ことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明により構成された処置コンソールを含んでいる放射線処置装置の概略図である。

【図2】図1の放射線処置装置における処理ユニットの一部、制御ユニットおよびビーム発生装置を示すブロック線図である。

【図3】胸部処置に対する組み合わされたビームに対する線量マップの平面略図である。

【図4】図3に示された1つのビームのビームの視点からの放射線線量のグラフを示す線図である。

【図5】3次元の放射線線量分布を示す略図である。

【図6】放射線線量分布に対する出射線量構成を示す概略図である。

【図7】放射線供給線量マップおよび計画系放射線線量マップのグラフの1例を示す略図である。

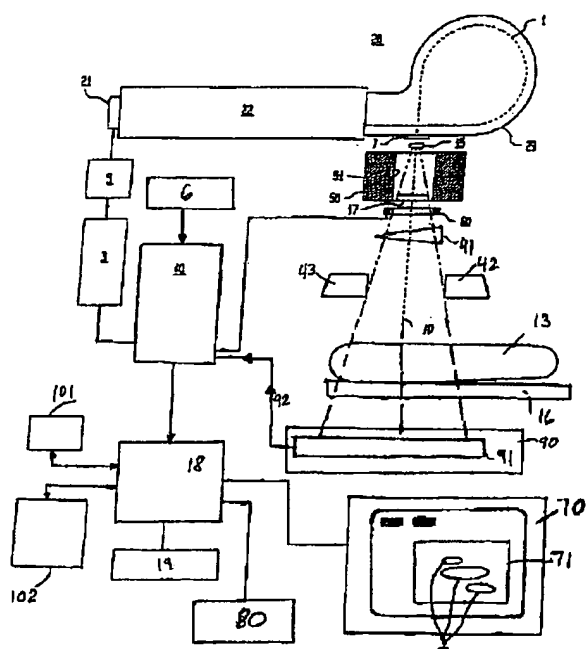
【図8】供給された放射線および予め定められた放射線線量に関するアイコンの例を示す線図である。

【図9】放射線供給線量マップに対する3次元のアイコンの例を示す略図である。

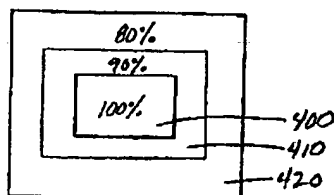
【符号の説明】

2 放射線処置装置、 6 ガントリ、 13 物体、 18 CPU、 20 加速器、 40 制御ユニット、 70 ディスプレイ、 90 イメージング装置、 91、 400 検出器、 92 出射放射線信号、 100 処置ユニット

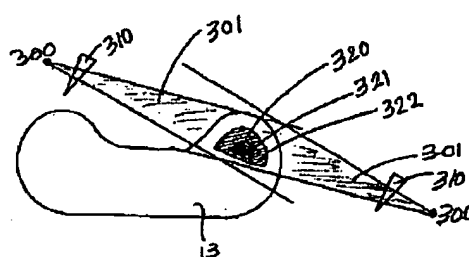
【図2】



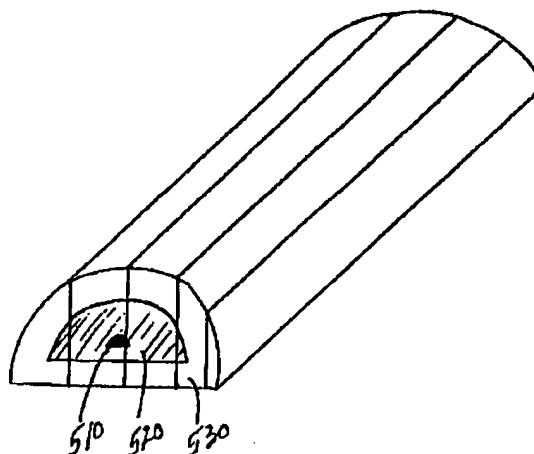
【図4】



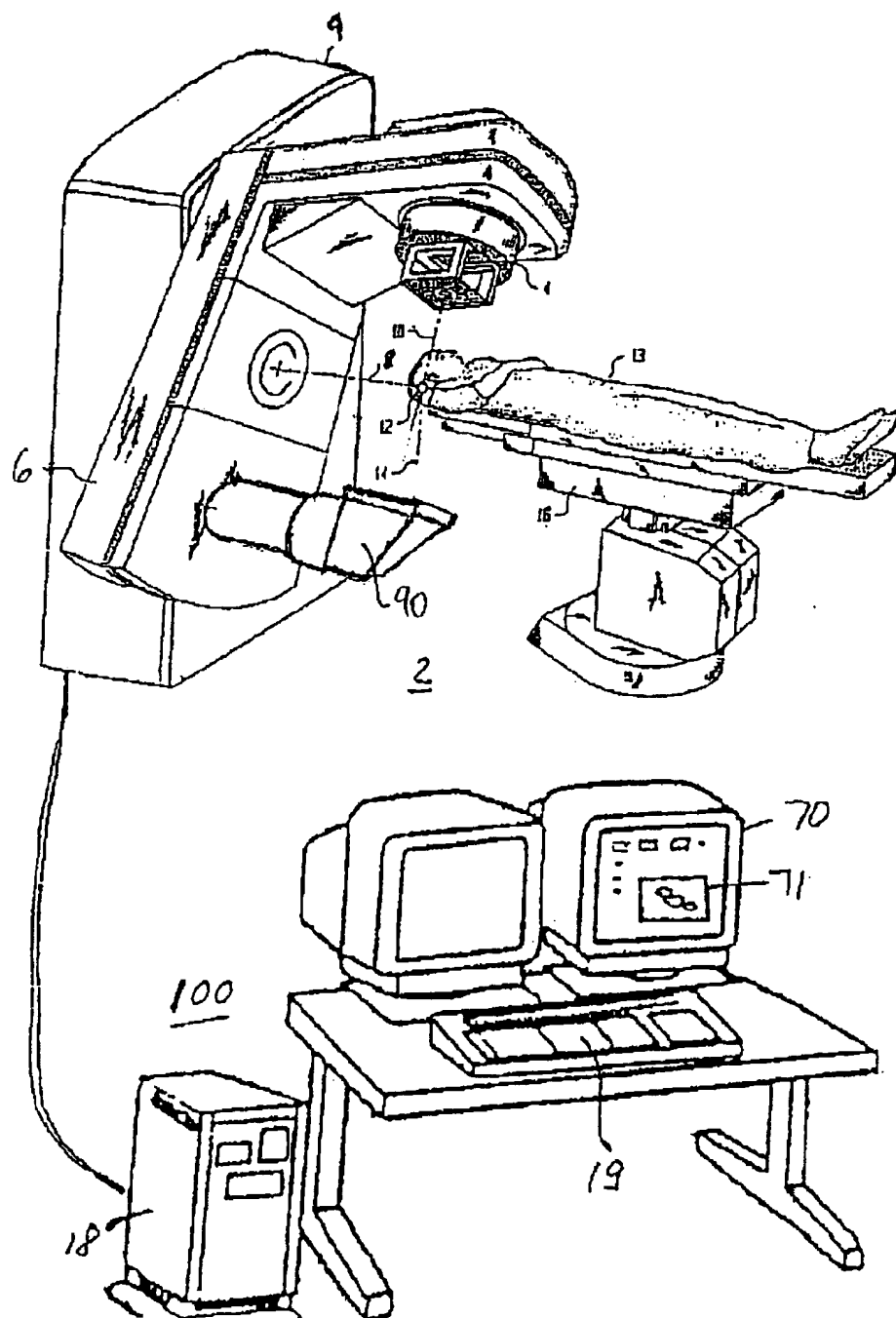
【図3】



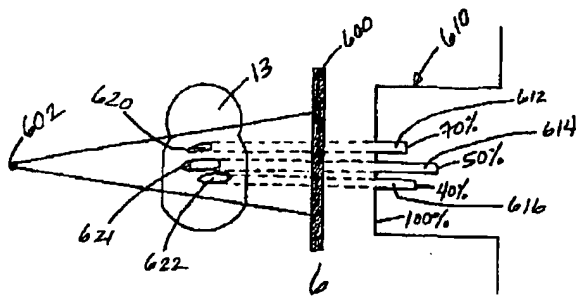
【図5】



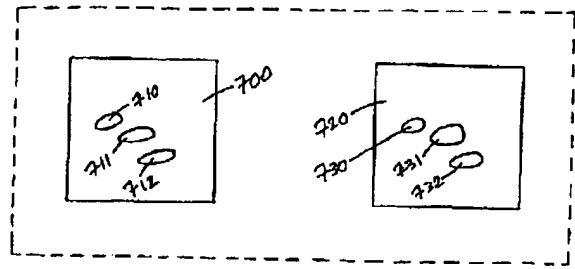
【図1】



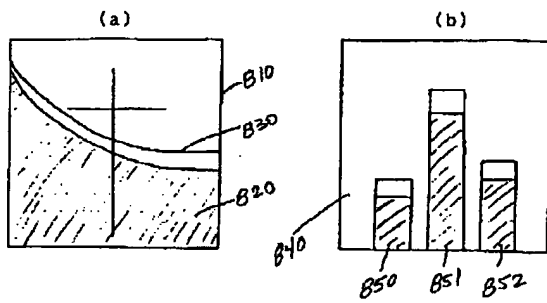
【图6】



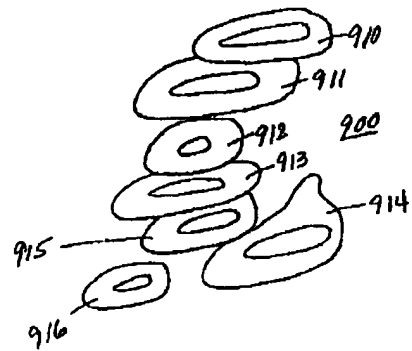
【图7】



【图8】



【图9】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.